

Experimentelle Untersuchungen über die Strömung im Nasenmodell

H. MASING

Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenkranke der Universität
Erlangen-Nürnberg (Direktor: Prof. Dr. med. G. THEISSING)

Eingegangen am 9. Dezember 1966

Zusammenfassung. Nach einer physikalischen Vorbemerkung über die aerodynamischen Gesetzmäßigkeiten laminarer und turbulenter Strömung, werden Messungen der Druckdifferenz Δp und der Volumengeschwindigkeit Q mit Bestimmung des Widerstandskoeffizienten an einem Nasenmodell im Maßstab: 1:1 mitgeteilt.

Es zeigte sich, daß ein Vergleich zwischen der Strömung in Rohren und im Nasenmodell möglich ist, sofern der hydraulische Durchmesser d_h berücksichtigt wird. Die von SCHEIDELER mitgeteilten Resultate über vergleichende Widerstandsmessungen halten einer strengen Kritik nicht stand.

Der Umschlag von laminarer in turbulente Strömung wurde für das Nasenmodell durch Widerstandsmessungen als auch durch Sichtbarmachung der Strömung mit Hilfe von Daunenfedern bei Volumengeschwindigkeiten zwischen 7 und 12 l/min ermittelt.

Untersuchungen über Gesamt- und Einzelwiderstände im Nasenmodell ergaben, daß der Teilwiderstand der Nasenmuscheln und des Ostium internum etwa gleich groß ist.

Für die bekanntesten Formfehler der Nase wurde der Widerstandskoeffizient λ in Beziehung zur Vol.-Geschwindigkeit Q im Nasenmodell bestimmt.

Einleitung

Das Studium der Strömung im Nasenmodell kann grundsätzlich auf zwei Wegen erfolgen:

1. Durch Messung der Druckdifferenz Δp und der Vol.-Geschwindigkeit Q , das heißt durch die Bestimmung des Widerstandes.

2. Durch Beobachtung der Strömung im Nasenmodell, die zu diesem Zweck sichtbar gemacht werden muß.

In der vorliegenden Arbeit wird die Nasenströmung mit Hilfe von Widerstandsmessungen untersucht. Darüber hinaus wird in einer zweiten Versuchsanordnung mit Hilfe von Daunenfedern, der Umschlag von laminarer in turbulente Strömung beobachtet. Die optische Darstellung der Stromfäden und ihr Verlauf im Nasenmodell werden Gegenstand einer weiteren Veröffentlichung sein.

Widerstandsmessungen der Nase sind von v. ARENTSCHILD [1]; DRETTNER u. Mitarb. [2, 5]; COTTLE [3]; VAN DISHOECK [4]; KAYSER [7]; MASING [8]; ROHRER [10]; SCHEIDELER [11]; SEEBOHM u. HAMILTON [12];

1967

SEMERAK [13]; SPOOR [14], TAKAHASHI [15]; UDDSTRÖMER [16] und ZWAARDEMAKER [17] ausgeführt worden.

Aus den zitierten Arbeiten konnte in den folgenden Fragen bisher keine Übereinstimmung erzielt werden:

1. Ist ein Vergleich zwischen der Strömung in einem Nasenmodell und der Strömung in einem zylindrischen Rohr möglich?

2. Bei welchen Volumengeschwindigkeiten der Nasenströmung kann noch mit laminarer Strömung gerechnet werden?

3. Wie setzt sich der Gesamtwiderstand der Nase aus den Teilwiderständen einzelner Nasenabschnitte zusammen?

4. Wie groß ist der Einfluß von Formänderungen an der äußeren und inneren Nase auf den Gesamtwiderstand der Nase?

Grundlagen aus der Strömungslehre

Üblicherweise wird in der Technik die Strömung durch Rohre und Kanäle durch folgende Formel beschrieben:

$$\frac{\Delta p}{l} = \frac{\lambda}{d} \cdot \frac{\rho}{2} v^2. \quad (1)$$

Dabei ist Δp die Druckdifferenz, l = Länge des Rohres, $\frac{\rho}{2} v^2$ = Staudruck (ρ = Dichte, v = Geschwindigkeit) d = Rohrdurchmesser und λ = Widerstandskoeffizient (WK). Durch die Bestimmung des dimensionslosen Widerstandskoeffizienten λ ist eine vergleichende Betrachtung verschiedener Strömungen möglich. λ hängt für zylindrische Rohre sowohl von der Reynolds-Zahl (Re) als auch von der Oberflächenbeschaffenheit der Rohrwand ab¹.

Aus dem Verhalten von λ bei verschiedenen Strömungsgeschwindigkeiten kann der Charakter der Strömung, das ist laminar, laminar-turbulent und turbulent, bestimmt werden. Im laminaren Bereich fällt λ mit zunehmender Geschwindigkeit stark ab, während im turbulenten Bereich bei rauher Oberflächenbeschaffenheit der Rohrwand λ konstant bleibt, dagegen bei glatter Oberfläche sanft abfällt (Blasiussche Gerade). Im Übergangsbereich der Strömung zeigt λ ein unregelmäßiges Verhalten und steigt sogar an. In jedem der drei Bereiche läßt sich λ durch folgende Gleichung beschreiben

$$\lg \lambda = a \lg Re + \lg b \quad (2)$$

a und b sind Konstanten².

¹ Siehe Abb.4/51 aus L. PRANDTL „Strömungslehre“ 6. Aufl. 1964, Vieweg, Braunschweig.

² Die Konstanten a und b lassen sich aus der in der Fußnote 1 erwähnten Abbildung annähernd bestimmen, wenn man den Funktionalzusammenhang zwischen λ und Re berechnet. Die gesamte Strömung kann in drei Bereiche unterteilt werden, wobei man jeden dieser Bereiche durch je eine Gerade approximiert.



$Re = \frac{d \cdot v}{\nu}$, d = Rohrdurchmesser, v = Geschwindigkeit, ν = kinematische Viskosität.

Ersetzt man in der Gleichung (1) die Strömungsgeschwindigkeit v durch die Volumengeschwindigkeit Q ($Q = v \cdot F$; F = Rohrquerschnittsfläche), so erhält man

$$\frac{\Delta p}{l} = \lambda \cdot \varrho \frac{8 Q^2}{\pi^2 \cdot d^5}. \quad (3)$$

Führt man die Volumengeschwindigkeit Q auch in die Gleichung der Reynolds-Zahl ein, so erhält man

$$Re = \frac{4 Q}{\nu \pi d}.$$

Aus der Gleichung (2) folgt für λ

$$\lambda = b (Re)^a$$

oder

$$\lambda = b \left(\frac{4 Q}{\nu \pi d} \right)^a. \quad (4)$$

Setzt man diesen Ausdruck in die Gleichung (3) ein, so erhält man

$$\frac{\Delta p}{l} = b \left(\frac{4 Q}{\nu \pi d} \right)^a \cdot \varrho \cdot \frac{8 Q^2}{\pi^2 d^5}. \quad (5)$$

Diese Gleichung ermöglicht eine übersichtliche Diskussion der drei Strömungsarten.

Die Konstante a und ihre Zahlenwerte berechnet sich aus der zitierten Abbildung für die einzelnen Strömungsarten dabei wie folgt:

$$\begin{aligned} a_{\text{laminar}} &= -1 \\ a_{\text{Übergang}} &= +0,7 \\ a_{\text{turbulent}} &= -0,256 \dots 0 \end{aligned}$$

1. Laminarer Bereich

Mit $a_{\text{laminar}} = -1$ reduziert sich Gleichung (5) zu

$$\frac{\Delta p}{l} = \text{const.}_{\text{laminar}} \frac{Q}{d^4}.$$

Dieses ist das Hagen-Poiseullesche Gesetz. Daraus geht hervor:

a) Die Vol.-Geschwindigkeit Q ist der Druckdifferenz Δp bei laminarer Strömung und bei gleichbleibenden geometrischen Abmessungen (l und d konstant) direkt proportional.

b) Bei konstant gehaltener Vol.-Geschwindigkeit Q ändert sich die Druckdifferenz Δp entsprechend $\frac{1}{d^4}$. Wird zum Beispiel der Rohrdurchmesser d um die Hälfte kleiner, so muß sich die Druckdifferenz Δp 16 mal vergrößern.

2. Übergangsbereich (laminar-turbulent)

Mit $a_{\text{Übergang}} = +0,7$ wird

$$\frac{\Delta p}{l} = \text{const.}_{\text{Übergang}} \frac{Q^{2,7}}{d^{5,7}}.$$

a) Bei unveränderten geometrischen Abmessungen ist Δp proportional zur 2,7 Potenz der Vol.-Geschwindigkeit Q . Δp wird sich in diesem Falle erheblich stärker mit steigendem Q ändern als bei der laminaren Strömung (Fall 1).

b) Bei konstant gehaltener Vol.-Geschwindigkeit Q ist die Druckdifferenz Δp proportional $\frac{1}{d^{5,7}}$. Das bedeutet ebenfalls eine stärkere Änderung von Δp als in Fall 1.

3. Turbulenter Bereich

Hier sind zwei Grenzfälle zu unterscheiden:

a) Der WK λ ist für raue Rohre unabhängig von der Strömungsgeschwindigkeit. Daraus ergibt sich mit $a_{\text{turbulent}} = 0$

$$\frac{\Delta p}{l} = \text{const.}_{\text{turbulent}} \frac{Q^2}{d^5}.$$

Δp ist somit bei unveränderten geometrischen Abmessungen proportional dem Quadrat von Q und bei konstant gehaltenem Q ist Δp proportional $\frac{1}{d^5}$, das heißt eine Potenz mehr als bei laminarer Strömung.

b) Bei glatten Rohren ist $a_{\text{turbulent}} = -0,25$. Daraus folgt

$$\frac{\Delta p}{l} = \text{const.}_{\text{turbulent}} \frac{Q^{1,75}}{d^{4,75}}.$$

Bei turbulenter Strömung kann demnach die Proportionalität zwischen Δp und Q von $Q^{1,75}$ bis Q^2 je nach Oberflächenbeschaffenheit schwanken.

Versuchsanordnung I

Aus einem gummiartigen Material Neo-Plex wurde ein vom Leichenpräparat gewonnener Abdruck zu einer Halbnase verarbeitet. An Stelle des Septums wurde eine Plexiglasplatte luftdicht aufgesetzt. Das elastische Material erlaubte Bewegungen des Nasenflügels zu imitieren. Abmessungen des Halbnasenmodelles ergeben sich aus Abb. 1 und 2. Der Gesamtinhalt betrug 15,5 ml.

Bestimmung der Druckdifferenz Δp , der Vol.-Geschwindigkeit Q und des Atemvolumens erfolgte mit dem „Elema“ Meßplatz für Widerstandsmessungen für kleine Drucke. Dieser Meßplatz setzt sich aus folgenden Einheiten zusammen:

1. Elektromanometer EMT 31 mit Differentialdruckreceptor EMT 33 zur Messung des Nasendifferenzdruckes.

2. Pneumomanometer EMT 31 mit Differentialdruckreceptor EMT 32 und Pneumotachographiekopf nach A. FLEISCH [6] zur Messung des Atemstromes.

3. Integrationsverstärker EMT 41 zur elektronischen Bestimmung des Atemvolumens aus dem Atemstrom.

4. 3-Kanal-Düsenschreiber „Mingograph 31 D“ zur Synchronregistrierung des zeitlichen Verlaufes der drei Meßgrößen.

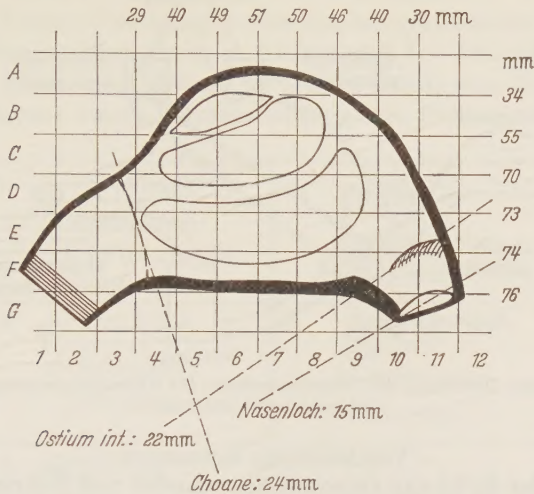


Abb. 1. Halbnasenmodell. Seitenansicht. Vertikale und horizontale Abmessungen in mm. Einteilung des Modelles in Planquadrate

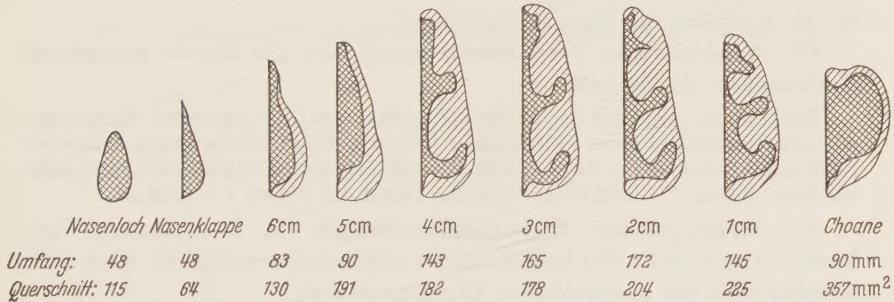


Abb. 2. Halbnasenmodell. Querschnitte in äquidistanten Abständen von 1 cm

Eichung. Die Eichung erfolgte mit Hilfe eines Steigrohrmanometers. Die gewonnenen Eichkurven ergaben praktisch eine Linearität beider Elektromanometer.

Der Pneumotachograph nach A. FLEISCH [6] hat gegenüber der Meßblende, wie sie von DRETTNER [2,5]; SPOOR [14] und anderen benutzt wird, den Vorteil, daß er in den verwendeten Strömungsbereichen praktisch linear arbeitet. Die Versuchsanordnung geht aus der Abb. 3 hervor.

Der Eigenwiderstand des Meßplatzes kann als eine Konstante betrachtet werden. Sie lag unter 1% der gemessenen Werte. Weitaus größere Fehlerbreiten (bis zu 25%) ergeben sich bei niedrigen Meßwerten, die deswegen nur mit Vorbehalt zu bewerten sind.

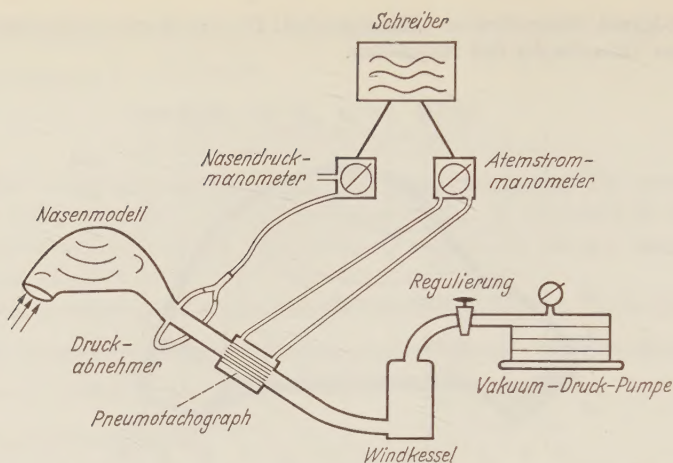


Abb.3. Schematische Darstellung der Versuchsanordnung für Widerstandsmessungen in stationärer und periodischer Strömung

Vergleichende Messungen der Strömung zwischen Nasenmodell und Rohren

SCHEIDELER [11] hat vergleichende Messungen an einem Halbnasenmodell und Rohren ausgeführt. Er schloß aus seinen Meßresultaten, daß die Nase gegenüber Rohren einen spezifischen Widerstand hat, welcher für die Funktion der Nase wesentlich sei.

Die Scheideler'sche Versuchsanordnung und die daraus gezogenen Rückschlüsse sind unhaltbar.

SCHEIDELER vergleicht den Widerstand seiner aus Gips geformten Modellnase mit dem Widerstand eines zylindrischen Rohres mit den Abmessungen Länge = 100 mm, Durchmesser = 24 mm. Der Querschnitt dieses Rohres berechnet sich wie folgt: Fläche $F = 452,16 \text{ mm}^2$ und der Inhalt des Rohres $I = 45,2 \text{ ml}$.

Bei vergleichenden Widerstandsmessungen in Hohlkörpern von kreisförmigen und nicht-kreisförmigen Querschnitten bedient man sich üblicherweise des hydraulischen Durchmessers d_h ³.

Das von mir benutzte Nasenmodell ergab folgende d_h -Werte:

	Nasen- loch	Nasen- klappe	6 cm	5 cm	4 cm	3 cm	2 cm	1 cm	Nasen- rachen
d_h in mm	9,56	4,32	6,28	8,48	5,08	4,38	4,72	6,20	15,9

Der arithmetische Mittelwert von d_h (ohne Nasenrachen, der hier nicht berücksichtigt zu werden braucht, da er wesentlich größer ist), ist dann $d_h = 6,24 \text{ mm}$, wobei der kleinste Wert $d_h = 4,32 \text{ mm}$ betrug.

³ Der hydraulische Durchmesser berechnet sich nach der Formel

$$d_h = 4 \frac{F}{U} \quad \begin{matrix} F = \text{Fläche} \\ U = \text{Umfang} \end{matrix} \quad (\text{L. PRANDTL [9]}).$$

Vergleicht man diese Werte mit Scheideler's Rohr von $d = 24$ mm, so benutzte er einen ca. viermal größeren Durchmesser als es dem mittleren hydraulischen Durchmesser einer Nase entspricht.

Für eine Vergleichsmessung mußte nun ein zylindrisches Rohrsystem gewählt werden, welches ein $d_h = 5,7$ mm und $I = 15,5$ ml hat. (Scheideler's Rohr hatte einen dreimal so großen Inhalt von 45,2 ml). Diese Forderung konnte durch Parallelschaltung von Rohren erfüllt werden.

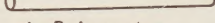
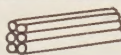
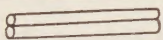
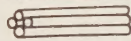
1.  1-Rohrsystem $l = 633$ mm, $d = 5,5$ mm $J = \text{ca } 15,5 \text{ cm}^3$	4.  6-Rohrsystem $l = 6 \times 105$ mm
2.  2-Rohrsystem $l = 2 \times 315$ mm	5.  9-Rohrsystem $l = 9 \times 70$ mm
3.  4-Rohrsystem $l = 4 \times 158$ mm	6.  Nasenmodell $l = \sim 75$ mm, $d = 5,7$ mm $J = \text{ca } 15,5 \text{ cm}^3$

Abb.4. Vergleichende Widerstandsmessungen zwischen Nasenmodell und verschiedenen Rohrsystemen. Siehe Text

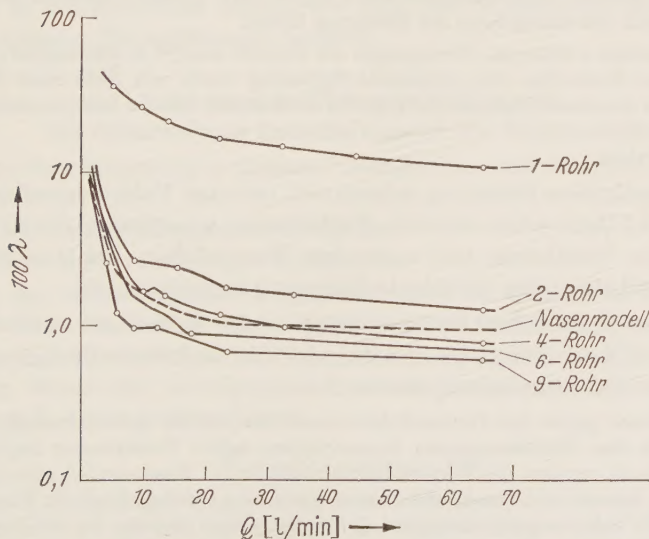


Abb.5. Graphische Darstellung der gewonnenen Meßergebnisse an fünf Rohrsystemen und dem Halbnasenmodell. Erläuterungen siehe Text

Für die vergleichende Widerstandsmessung wählte ich fünf Rohrsysteme aus, wie sie in Abb. 4 aufgeführt sind. Die Rohre wurden in fünf verschiedenen Längen parallelgeschaltet und am Meßplatz angeschlossen. Die Abb. 5 zeigt deutlich die Ähnlichkeit der Abhängigkeit des Kurvenverlaufes für die verschiedenen Rohrsysteme und für das Nasenmodell. Der Widerstandskoeffizient des 4-Rohr-Modells war dabei dem des Nasenmodells am ähnlichsten.

Diese Vergleichsmessung mit den verschiedensten Rohrsystemen hat auch eine gewisse praktische Bedeutung. Bei der Entwicklung einer künstlichen Nase, die die einströmende Luft erwärmen und anfeuchten müßte, wäre ein Rohrsystem zu entwickeln, dessen Strömungswiderstand der menschlichen Nase am ähnlichsten ist.

Nachweis der laminaren oder turbulenten Strömung im Nasenmodell mit Hilfe von Daunenfedern

Die genaue Bestimmung des Widerstandskoeffizienten als Funktion von Q ist nur in stationärer Strömung möglich. Da die Nasenatmung aber eine periodische Strömung darstellt, ist hier die Frage zu klären, bei welchen Volumengeschwindigkeiten noch eine laminare Strömung erwartet werden darf.

Versuchsanordnung II

Um den Strömungscharakter im Nasenmodell sichtbar zu machen, wurden, parallel zur Septumebene, dünne Fäden eingezogen. An diesen Fäden wurden in ca. 3 mm Abstand feinste Daunenfedern angebracht. Dieses Verfahren ist in der Aerodynamik zur Darstellung der Strömung üblich.

Beobachtet wurden die Bewegungen der Daunen sowohl in stationärer als auch periodischer Strömung. Die periodische Strömung wurde mit Hilfe einer Kolbenpumpe, die bei einem Hub von 0,5 l 14 Perioden in der Minute lieferte, studiert.

Ergebnisse

Bei stationärer Strömung zeigten sich bei einer Volumengeschwindigkeit von 9,5 l/min schon deutliche Turbulenzen, besonders in der Klappen-egend, im Vestibulum und unter dem Nasenrücken. Bei $Q = 10$ l/min war überall eine reine turbulente Strömung zu beobachten.

Bei der periodischen Strömung begann der Turbulenzbereich bereits bei $Q = 7$ l/min. Bei 12 l/min hatte sich die turbulente Strömung über das ganze Nasenlumen ausgebreitet.

Man kann gegen den Daunenfederversuch einwenden, daß die ausgespannten Fäden mit den daranhängenden Daunenfedern selbst Turbulenzen begünstigen können. Doch ergaben die Widerstandsmessungen am Nasenmodell sehr ähnliche Resultate, wie sie im Daunenfederversuch gewonnen wurden. Nach A. FLEISCH [6] beträgt die Volumengeschwindigkeit Q für die ruhige Atmung 10–30 l/min. Aus den Modellversuchen kann demnach geschlossen werden, daß bei ruhiger Nasenatmung eine vorwiegend turbulente Strömung herrschen muß.

Untersuchungen über Gesamt- und Einzelwiderstände im Nasenmodell

Zur Klärung dieser Frage wurde folgender Modellversuch unternommen:

Der Differenzdruck Δp wurde bei gleicher Volumengeschwindigkeit Q von 24,0 l/min im Vestibulum am Ostium internum und in der Choane gemessen. Dabei wurde im Fall *A* ohne Muscheln und im Fall *B* mit eingebauten Muscheln die Messung durchgeführt.

Tabelle. Bestimmung der Druckdifferenzen Δp bei $Q = \text{konst.}$ für verschiedene Bereiche der Nase ohne (*A*) und mit (*B*) Muscheln

Halbnasenmodell	Vestibulum Δp in mm	Ostium int. Δp in mm	Choane Δp in mm	Gesamt Δp in mm
<i>A</i> ohne Muscheln	2,0	4,4	6,0	6,0
<i>B</i> mit Muscheln	2,0	4,4	8,2	8,2

Ergebnisse

Das Ergebnis der Messungen ist in der Tabelle zusammengefaßt. Es zeigte sich, daß die Nasenmuscheln einen deutlichen Einfluß auf den Gesamtwiderstand der Nase haben. Der Differenzdruck Δp betrug am Ostium int. ohne Muscheln etwa zwei Drittel des Gesamtdruckes, während bei vorhandenen Muscheln ca. die Hälfte des Gesamtdruckes von ihm gebildet wird.

Das Meßergebnis entspricht der Strömungsmechanik, nach der die Summe der Teilwiderstände gleich dem Gesamtwiderstand sind. Auf das Nasenmodell übertragen, werden die Muscheln stets einen Teilwiderstand in der Strömung bilden, wie auch die Nasenklappe einen, wenn auch höheren Teilwiderstand darstellt.

**Vergleichende Widerstandsmessungen
bei verschiedenen Formänderungen des Nasenmodells**

Die Formänderungen können zwanglos in zwei Gruppen eingeteilt werden:

1. Die raumverengenden Formfehler.
2. Die raumerweiternden Formfehler.

Zu den raumverengenden Formfehlern zählen die Stenosen im Bereich des Nasenloches, des Vestibulums, der Nasenklappe und der inneren Nase.

Zunächst interessiert die Frage, ob das oval geformte Nasenloch der weißen Rasse sich aerodynamisch anders verhält als das rundlichere Nasenloch der negroiden Rasse.

Versuchsanordnung III

Zur Klärung dieser Frage wurde an den Meßplatz ein Schlauch von einem Durchmesser $d = 12$ mm angeschlossen. Das Schlauchende, welches üblicherweise kreisförmig war, wurde nun zunehmend in eine ovalere Form gepreßt und der dabei zu erwartende Druckanstieg registriert.

Ergebnisse

Die Meßergebnisse werden durch die Abb. 6 und 7 wiedergegeben. Es zeigte sich, daß der hydraulische Durchmesser des Rohres über die Hälfte verkleinert werden kann, ohne daß es zu einem nennenswerten Anstieg der Druckdifferenz kommt. Erst wenn der hydraulische Durchmesser kleiner als zwei Drittel des Ausgangswertes von d_h gemacht wird, steigt die Druckdifferenz deutlich an.

	d_h [mm]	Δp [mm]	Q [l/min]	λ_{100}
	12	5,6	26,3	0,81
	6,1	6,4	26,3	0,92
	4,4	8,0	26,3	1,13
	2,6	21,3	26,3	3,0

Abb. 6. Experimentelle Verformung der Rohrmündung und seine Beziehung zum Nasenwiderstand. Inspiration. Siehe Text

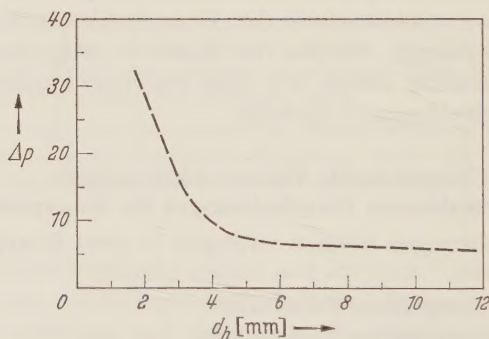


Abb. 7. Graphische Darstellung der gewonnenen Meßergebnisse aus Abb. 6

Die äußere Form des Nasenloches scheint demnach im wesentlichen ein kosmetisches und weniger ein aerodynamisches Problem zu sein, sofern gewährleistet ist, daß die Form des Nasenloches nicht durch den einlaufenden Luftstrom wesentlich verändert wird. Sobald allerdings der Nasenflügel bei der Ovalform durch den Luftstrom angesaugt wird, verkleinert sich d_h weiterhin und der WK steigt entsprechend stärker an.

Die experimentelle Verkleinerung des Nasenloches hat dagegen einen sehr erheblichen Einfluß auf den Differentialdruck. Dabei besteht ein

deutlicher Unterschied, ob die obere oder untere Nasenlochhälfte verschlossen wird. Im Modellversuch ergab der Verschluß der unteren Nasenlochhälfte einen erheblich höheren WK (siehe Abb. 8).

Als nächste wichtige Stenose ist die *Nasenklappenstenose* zu nennen. Im Modellversuch fand sich ein WK-Anstieg von ca. 80% (siehe Abb. 8), der nur von der Nasenlochstenose übertroffen wurde. Diese Stenose wirkt sich klinisch bei geringster Septumdeviation besonders stark aus.

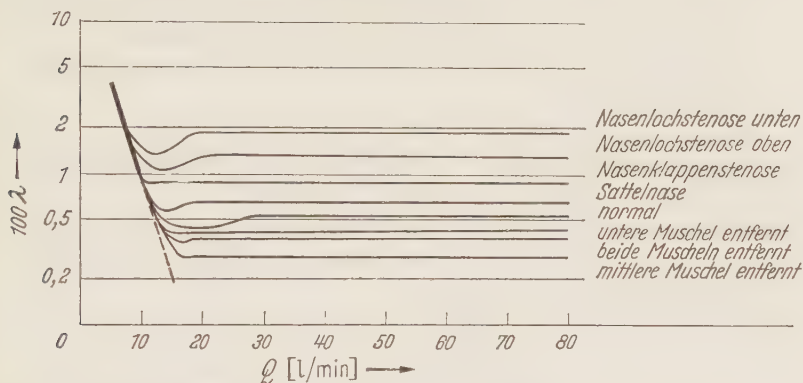


Abb. 8. Widerstandskoeffizienten bei verschiedenen Formfehlern der Nase. Bei niedriger Volumengeschwindigkeit, d.h. bei laminarer Strömung, fällt der WK ab. Bei hohen Volumengeschwindigkeiten liegt turbulente Strömung vor. Der Widerstandskoeffizient ist daher konstant

Am äußeren Nasengerüst ist als nächster raumverengender Formfehler die *Sattelnase* zu nennen. Dabei muß aerodynamisch grundsätzlich zwischen knorpeliger und knöcherner Sattelnase unterschieden werden. Die knorpelige Sattelnase verursacht durch die abgespreizte Nasenklappe eine Senkung des WK, während die knöcherner Sattelnase den Strömungsquerschnitt verkleinert, wodurch der WK größer wird. Der Anstieg des WK im Modellversuch war hier noch ausgeprägter als bei der experimentellen Verlegung des mittleren oder des unteren Nasenganges (siehe Abb. 8). Die knöcherner Sattelnase scheint demnach nicht nur die Strombahn zu verändern, sondern erhöht auch den Widerstand in der Nasenströmung. Verlegt man experimentell im Nasenmodell den mittleren oder den unteren Nasengang, so steigt in beiden Fällen erwartungsgemäß der WK an. Interessanterweise war bei vergleichenden Messungen kein Unterschied zwischen einer Stenose des mittleren oder des unteren Nasenganges festzustellen. Diese Beobachtung konnte im klinischen Experiment bestätigt werden.

Die *raumerweiternden Formfehler* der inneren Nase wurden im Modellversuch durch die Entfernung einer oder beider Nasenmuscheln studiert (siehe Abb. 8). Es fiel dabei auf, daß der WK bei Entfernung der mittleren Muschel etwas mehr absinkt als bei fehlender unterer Muschel. Fehlen

beide Muscheln, so ist der WK wieder etwas höher als bei fehlender mittlerer Muschel. Dieses Ergebnis unterstreicht die große aerodynamische Bedeutung der mittleren Muschel.

Literatur

1. ARENTSCHILD v., O.: Der Nasenwiderstand bei Eigen- und Fremdstrommessung. Arch. klin. exp. Ohr-, Nas.- u. Kehlk.-Heilk. **187**, 664 (1966).
2. ASCHAN, G., B. DRETTNER, and H. E. RONGE: A new technique for measuring nasal resistance to breathing illustrated by the effects of histamine and physical effort. Ann. Acad. Reg. Scient. Upsal. **2**, 111 (1958).
3. COTTLE, M. H.: The structure and function of the nasal vestibule. Arch. Otolaryng. **62**, 173 (1955).
4. VON DISHOECK, H. A. E.: Inspiratory nasal resistance. Acta oto-laryng. (Stockh.) **30**, 43 (1942).
5. DRETTNER, B.: Vascular reactions of the human nasal mucosa on exposure to cold. Acta oto-laryng. (Stockh.) Suppl. **166**, (1961).
6. FLEISCH, A.: Der Pneumotachograph, ein Apparat zur Geschwindigkeitsregistrierung der Atemluft. Pflügers Arch. ges. Physiol. **209**, 713 (1925).
7. KAYSER, R.: Die exakte Messung der Luftdurchgängigkeit der Nase. Arch. Laryng. Rhin. (Berl.) **3**, 101 (1895).
8. MASING, H.: Die klinische Bedeutung der Nasenwiderstandsmessung. Arch. Ohr-, Nas.-, u. Kehlk.-Heilk. **185**, 763 (1965).
9. PRANDTL, L.: Strömungslehre. 6. Aufl., S. 224. Braunschweig: Vieweg 1965.
10. ROHRER, F.: Der Strömungswiderstand in den menschlichen Atemwegen usw. Pflügers Arch. ges. Physiol. **162**, 225 (1915).
11. SCHEIDELER, J.: Die Messung der absoluten Luftdurchgängigkeit der menschlichen Nase. Arch. Ohr-, Nas.-, u. Kehlk.-Heilk. **146**, 170 (1939).
12. SEEBOHM, P., and W. HAMILTON: A method for measuring nasal resistance without intranasal instrumentation. J. Allergy **29**, 56 (1958).
13. SEMERAK, A.: Objektive Beurteilung der Nasendurchgängigkeit. Z. Hals-, Nas.-, u. Ohren-Heilk. **37**, 248 (1958).
14. SPOOR, A.: A new method for measuring nasal conductivity. Int. Rhinol. **3**, 27 (1965).
15. TAKAHASHI, K.: Vorläufige Mitteilungen über die Erforschung des Luftstromweges in der Nase des Menschen. Z. Laryng. Rhinol. **11**, 203 (1922).
16. UDDSTRÖMER, M.: Nasal respiration. A critical survey of some current physiological and clinical aspects on the respiratory mechanism usw. Acta oto-laryng. (Stockh.) Suppl. **42** (1940).
17. ZWAARDEMAKER, H.: Die absolute Luftdurchgängigkeit der Nasenhöhlen. Z. Laryng. Rhinol. **1**, 625 (1909).

Priv.-Dozent Dr. H. MASING
 Universitäts Hals-Nasen-Ohrenklinik
 8520 Erlangen, Bohlenplatz 19

Experimentelle Untersuchungen über den Strömungsverlauf im Nasenmodell

H. MASING

Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkranke der Universität
Erlangen-Nürnberg (Direktor: Prof. Dr. med. G. THEISSING)

Eingegangen am 6. Mai 1967

Zusammenfassung. Mit Hilfe von markierten Stromfäden wird der Strömungsverlauf im Nasenmodell studiert. Dabei wird unter Berücksichtigung der Reynoldszahl der Nachweis erbracht, daß die gesamte Nasenhöhle in spezifischer Art an der Strömung beteiligt ist. Jeder Stromfaden läuft dabei seinen besonderen Weg durch die Nase, der sich auch bei höheren Geschwindigkeiten der Strömung nicht wesentlich ändert. Die von PROETZ beobachtete Form der Strömung mit expiratorischer Umwälzung um 360° konnte nicht bestätigt werden. Verändert man das Nasenmodell in seiner Geometrie, so reagiert die Strömung mit charakteristischen Verlaufsabweichungen.

Einleitung

Die bisherigen Untersuchungen über den Strömungsverlauf im Nasenmodell wurden im wesentlichen mit angesaugtem Tabakrauch ausgeführt [2, 3, 5, 7, 9, 11, 12, 8, 14]. Die Methode hat den Nachteil, daß der Rauch keine detaillierten Strombilder liefert, sondern nur die gesamte Strömung markieren kann. Über den Strömungsverlauf kann aber nur dann eine verwertbare Aussage gemacht werden, wenn es gelingt, die einzelnen Stromfäden, aus denen sich die Strömung zusammensetzt, gut sichtbar zu machen und ihren Weg durch das Nasenmodell zu verfolgen. Diese Forderung ist in einer Wasserströmung leichter zu verwirklichen.

O. REYNOLDS hat 1882 diese Methode bei seinen berühmten Strömungsversuchen angewandt, indem er feine Stromfäden mit Tinte erzeugte und sie in die Strömung einschleuste.

STUTVER [10] experimentierte an einem Nasenmodell ebenfalls mit Wasserströmung, in welcher er feine Aluminiumpartikel zur Sichtbarmachung der Stromfäden einfließen ließ. Seine Ergebnisse zeigen, daß ihm mit dieser Methode eine genaue Markierung der Strömung nicht exakt genug gelungen ist.

Die Benutzung von Wasser statt Luft als Strömungsmedium ist zulässig, sofern für die beiden Strömungssysteme die gleiche Reynoldszahl gilt. Da die geometrische Form in beiden Strömungssystemen gleich ist, so ändert sich entsprechend der höheren kinematischen Viscosität des Wassers die Durchflußgeschwindigkeit Q .

Kinematische Viscosität Luft (0°C) = $0,133 \text{ cm}^2/\text{sec}$

Kinematische Viscosität Wasser (20°C) = $0,01 \text{ cm}^2/\text{sec}$

(Prandtl)

Daraus ergibt sich, daß bei gleicher Reynolds-Zahl die Wasserströmung um 13,3 mal langsamer fließen muß, als die entsprechende Luftströmung. Diese verlangsamte Darstellung der Stromfäden ergibt eine wesentlich bessere Kontrastwirkung und läßt sich leichter photographisch dokumentieren.

Versuchsanordnung

Für die Versuche (Abb.1) wurde ein Halbnasenmodell aus durchsichtigem Kunststoff hergestellt und an eine regulierbare Wasserströmung angeschlossen. Für die Inspirationsphase wurde das Modell mit dem Nasenloch in einen Wasserbehälter getaucht, dessen Wasserspiegel konstant gehalten werden konnte. Das



Abb.1. Versuchsanordnung zur Darstellung der Strombahn im Halbnasenmodell. In eine Wasserströmung wird ein Tintenfaden eingeschleust, der durch einen Mikromanipulator den Strömungsquerschnitt abtasten kann

Wasser wurde mittels einer Wasserstrahlpumpe durch das Modell abgesaugt. Die Durchflußgeschwindigkeit des Wassers wurde jeweils vor und nach dem Versuch durch einen Meßzylinder bestimmt und betrug $0,75 \text{ l/min H}_2\text{O} - 10 \text{ l/min Luft}$. Für die Markierung der Stromfäden wurde eine kontrastreiche Tinte verwandt, die mittels einer feinen und vorne stumpfen Kanüle in die Strömung eingeschleust werden konnte. Eine Schraubklemme regelte den Tintenlauf. Die Kanüle war an einem Mikromanipulator so befestigt, daß die ganze Querschnittsfläche der Strömung abgetastet werden konnte. Für die Expirationsrichtung wurde die Wasserströmung in umgekehrter Richtung durch das Nasenmodell geleitet. Die Farbkanüle befand sich jetzt jetzt dicht hinter dem Modell. Für eine optimale Darstellung der Stromfäden erwies es sich als vorteilhaft, die Lichtquelle hinter dem Modell anzubringen und so die Strömung im durchscheinenden Licht zu beobachten. Die Registrierung der Strombilder erfolgte kinematographisch mit der Filmkamera Typ Bolex-

Paillard. 32 Bilder/sec Kodachrome. Die Strömung wurde der Einfachheit halber an fünf Punkten abgetastet und somit fünf Stromfäden dargestellt (zentral, ventral, medial, dorsal und lateral, Abb.2).

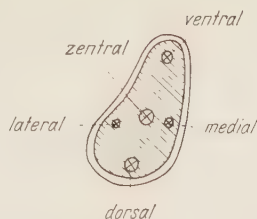


Abb.2. Nasenloch mit Markierung der fünf wichtigsten Stromfäden

Beschreibung der Stromfäden und ihr Verlauf im unveränderten Nasenmodell

Inspiration (Vol. Geschw. = 0,75 l/min H₂O).

1. *Zentraler Stromfaden* (Abb.3a). Der zentrale Stromfaden steigt senkrecht in die Nase hoch, geht dann um den Kopf der unteren Muschel nach dorsal und fließt mit seinem Hauptteil in Höhe des mittleren Nasenganges. Zweigfäden spalten sich auf und gehen in die Riechspalte und umspülen die obere und mittlere Muschel.

2. *Lateraler Stromfaden* (Abb.3b). Der laterale Stromfaden hat es schwer in die innere Nasenhöhle einzudringen, denn er läuft im Vestibulum zunächst in den Col-du-sac. Dabei verwirbelt er schon bei geringer Unruhe. Er wird durch die Nasenklappe nach dorsal abgelenkt und läuft durch die untere Nasenhöhle der Choane zu.

3. *Medialer Stromfaden* (Abb.3c). Der mediale Stromfaden steigt ohne stärkere Hindernisse in sanftem Bogen in die Nasenhöhle. Er durchfließt im wesentlichen die obere Nasenhöhle wie der zentrale Stromfaden.

4. *Dorsaler Stromfaden* (Abb.3d). Dieser Stromfaden biegt direkt nach seinem Eintritt in das Vestibulum nasi nach dorsal um und läuft sehr stetig am Nasenboden entlang der Choane zu.

5. *Ventraler Stromfaden* (Abb.3e). Der ventrale Stromfaden verwirbelt sich schon bei sehr kleinen Geschwindigkeiten im oberen Vestibulum, auch Dom genannt. Die entstandenen Stromfäden laufen recht flach im unteren Abschnitt der Nasenhöhle in Richtung Choane.

Zusammenfassend zu der Inspirationsphase kann gesagt werden, daß die gesamte Nasenhöhle vom Nasenboden bis zum Nasendach gleichmäßig durchströmt wird. Die zentralen und medialen Anteile der Strömung gehen mehr in die oberen Nasenabschnitte, während die ventralen, dorsalen und lateralen Anteile mehr die unteren Nasenabschnitte durchströmen (Abb.4). Diese Aufteilung schließt nicht aus, daß es noch Kombinationen von Stromfäden gibt, die nicht näher untersucht worden sind.

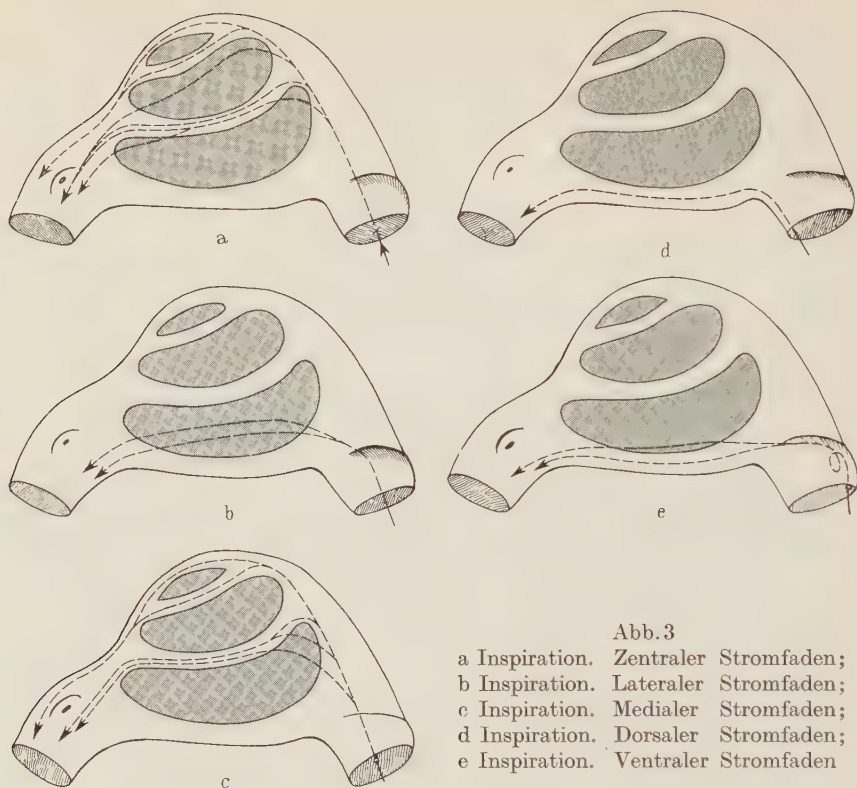


Abb. 3

- a Inspiration. Zentraler Stromfaden;
 b Inspiration. Lateraler Stromfaden;
 c Inspiration. Medialer Stromfaden;
 d Inspiration. Dorsaler Stromfaden;
 e Inspiration. Ventraler Stromfaden

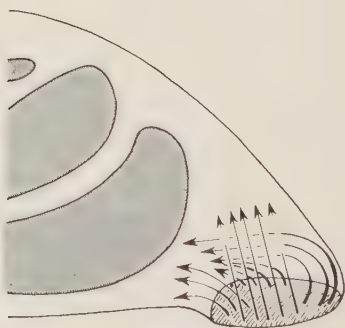


Abb. 4. Schematische Darstellung der inspiratorischen Strombahn im Vestibulum nasi. Die zentralen und medialen Stromfäden steigen senkrecht in die oberen Nasenabschnitte, während die dorsalen, lateralen u. ventralen Stromfäden schraubenförmig abgelenkt werden und vorwiegend durch die untere Nasenhöhle laufen

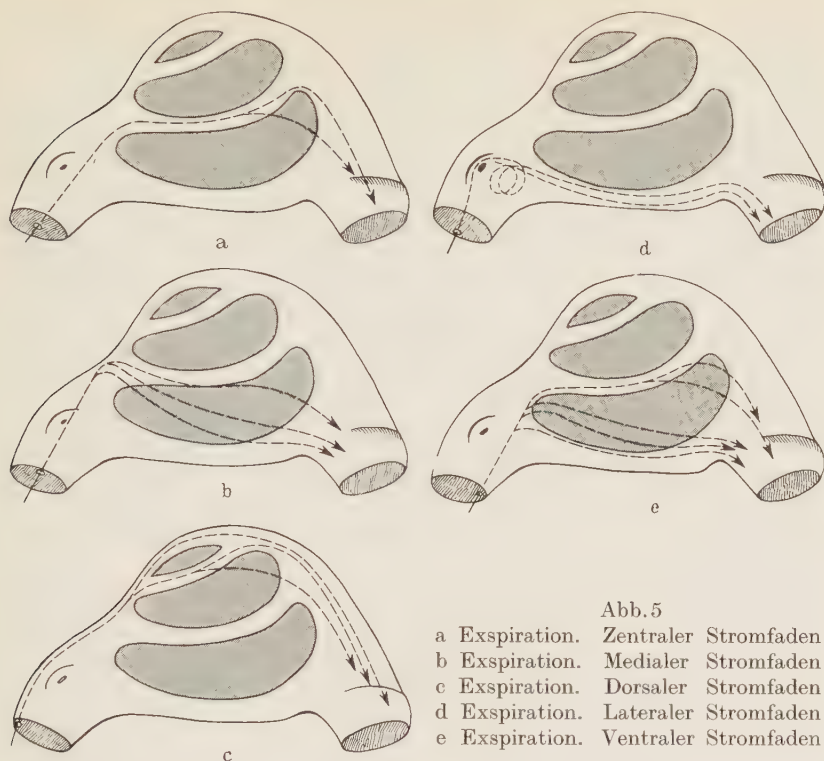


Abb. 5

- a Expiration. Zentraler Stromfaden;
 b Expiration. Medialer Stromfaden;
 c Expiration. Dorsaler Stromfaden;
 d Expiration. Lateraler Stromfaden;
 e Expiration. Ventraler Stromfaden

Expiration (Vol. Geschw. 0,75 l/min H₂O).

1. *Zentraler Stromfaden* (Abb. 5a). Der zentrale Stromfaden steigt bogenförmig in die Choane nach oben und geht in Höhe des mittleren Nasenganges entweder durch denselben oder medial davon. Am Kopf der unteren Muschel zweigt er sich auf. Ein Teil des Stromfadens fließt über den Muschelkopf, welcher richtig umspült wird, dem Vestibulum zu. Ein anderer Faden hält sich streng an den mittleren Nasengang, umfließt den unteren Muschelkopf und vereinigt sich mit den übrigen Zweigfäden in Höhe des Ostium internum.

2. *Medialer Stromfaden* (Abb. 5b). Der mediale Stromfaden der Expiration stößt hart am Rachendach an, er beschreibt dann einen Winkel von fast 90° nach vorn. Hier teilt er sich meistens. Ein Zweig zieht schräg über die untere Muschel zum Nasenboden. Der andere Zweig jedoch verläuft in Höhe des mittleren Nasenganges. Beide Zweige vereinigen sich wieder vor dem inneren Nasenloch.

3. *Dorsaler Stromfaden* (Abb. 5c). Der dorsale Stromfaden steigt am Nasenrachenrand hinauf in die Nase und läuft teils durch den oberen

Nasengang, teils über die mittlere Muschel nach vorne. Er durchfließt besonders die Riechspalte, in der kleine Wirbel zu erkennen sind.

4. *Lateraler Stromfaden* (Abb.5d). Der laterale Stromfaden fließt in und um das Tubenostium. Er wird dadurch stark abgelenkt und verwirbelt. Die Wirbel sind im ganzen Bereich um das untere Muschelende zu erkennen. Die markierten Anteile der Strömung gehen jetzt streng im unteren Nasengang Richtung Nasenloch.

5. *Ventraler Stromfaden* (Abb.5e). Der ventrale Stromfaden steigt unverändert nach oben und biegt in den mittleren Nasengang ein. Im weiteren Verlauf verzweigt er sich und läuft in seinen Zweigen dem Nasenloch ohne auffällige Wirbelbildung zu.

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß bei der Expiration der zentrale, ventrale und dorsale Anteil der Strömung im wesentlichen durch die obere Nasenhöhle verläuft, während der laterale und teilweise auch mediale Teil der Strömung durch die unteren Abschnitte der Nasenhöhle ziehen. Am auffälligsten ist die Ablenkung des lateralen Stromfadens in dem Tubenostium und seine Verwirbelung dorsal am unteren hinteren Muschelende.

Untersucht man die periodische Strömung im Nasenmodell, so zeigt sich, daß eine Umkehrung der Strömung die erzeugten Stromfäden sofort zerstört. Lediglich in sehr engen Abschnitten des Nasenmodells, wie in der Riechspalte, wo die Strömung an sich schon langsamer ist als in den unteren Abschnitten der Nase, zeigt es sich, daß der erzeugte Stromfaden mehr oder weniger „hin und her geschoben“ werden kann. Ob dieses Phänomen auch für die menschliche Nase zutrifft, ist aufgrund des Nasenmodellversuches nicht mit Sicherheit zu entscheiden.

Der Strömungsverlauf im experimentell veränderten Nasenmodell

Formfehler des Nasenloches und des Nasenvorhofes

Da der Nasenflügel und das Nasenloch beim Nasenmodell aus weichem Kunststoff hergestellt worden waren, konnten die verschiedensten Formfehler in diesem Bereiche initiiert und der Stromfadenverlauf registriert werden. Übt man einen weichen Druck auf den Nasenflügel aus, wobei das Nasenloch schmaler und der Nasenvorhof enger wird, so zeigt sich eine deutliche Veränderung der Strombahn sowohl inspiratorisch als auch expiratorisch. Die Stenose des Nasenloches bewirkt in beiden Atemphasen eine stärkere Wirbelbildung im Vestibulum. Der Ein- und Auslauf der Nase wird dabei erheblich gestört. Interessant ist dabei zu beobachten, daß ein rundlicher Nasenflügel mit einem halbkugeligen Vestibulum und einem ausgeprägten Col-du-sac eine stärkere Wirbelbildung in beiden Stromrichtungen erzeugt, als ein schmaler, weniger ausladender Nasenflügel.

Experimentelle Veränderungen am Ostium internum

Wird das Ostium internum experimentell erweitert, so ziehen die Stromfäden ungestörter in die Nase ein. Der laterale Stromfaden steigt bei der Inspiration mühelos in die Nasenhöhle hinauf. Auch bei der Expiration fällt auf, wie ein Widerstand der Strömung ausgeschaltet ist.

Dagegen wirkt sich eine Stenose im Bereich des Ostium internum insofern ungünstig für die Strömung aus, als der Hauptstrom nach unten, d. h. in Richtung Nasenboden abgelenkt wird.

Veränderungen am Nasenrücken

Während ein gebogener Nasenrücken, im Sinne einer Höckernase, im Modellversuch keine bemerkenswerte Änderung im Verlauf der Stromfäden erkennen läßt, zeigt sich umgekehrt bei der experimentellen Erzeugung einer ausgeprägten knöchernen Sattelnase, daß die Stromfäden des oberen Nasenabschnittes deutlich nach dorsal abgelenkt werden. Oberhalb des experimentell erzeugten Sattels entstehen schon bei geringen Durchflußgeschwindigkeiten Ablösewirbel, die sich nach dorsal fortsetzen.

Expiratorisch ist das umgekehrte Bild bei den Stromfäden jetzt unterhalb des Sattels zu erkennen. Hier entstehen wiederum Wirbel, die sich ins Vestibulum fortsetzen. Die Stromfäden, die mit dem Nasensattel nicht in Berührung kommen, ändern sich praktisch nicht.

Innere Nase

Verschluß im mittleren Nasengang. Der anlaufende Stromfaden weicht inspiratorisch dem Hindernis im mittleren Nasengang aus. Er geht nach Anschlag oben oder unten an dem Hindernis vorbei. Hinter dem Verschluß bildet sich bei schnellen Strömungen sofort eine Wirbelstraße (Abb. 6 und 7).

Bei Verschluß des unteren Nasenganges (gewählt wurde hierbei die Imitation eines großen hinteren Muschelendes) steigt der dorsale Stromfaden in der Inspirationsphase über das Hindernis hinweg. Dahinter ist wieder eine Wirbelstraße zu sehen. Umgekehrt ist es bei der Expiration. Der laterale Stromfaden, der durch dieses Hindernis am stärksten betroffen wird, verwirbelt noch stärker. In der Choane ist dabei eine besonders starke Wirbelbildung der Strömung zu sehen, die sich teilweise auf den mittleren Nasengang fortpflanzt.

Entfernung einer oder beider Muscheln

Die Entfernung einer oder beider Muscheln im Modellversuch bewirkt die Auflösung der Stromfäden. Entfernt man die mittlere Muschel aus dem Modell, so ist der expiratorische zentrale Stromfaden bis zur Mitte des Modells noch laminar. Danach wird er unstetig und geht in eine

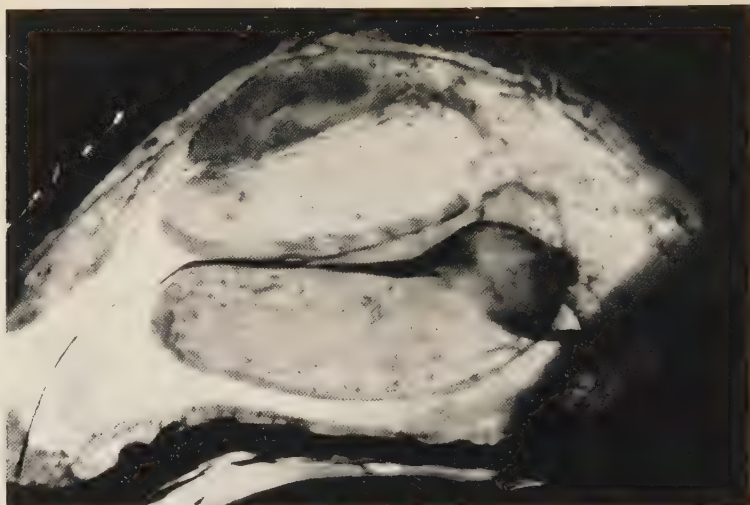


Abb.6. Fotogramm des zentralen expiratorischen Stromfadens. Stromverlauf von links nach rechts; über dem Kopf der unteren Muschel fächert sich der Stromfaden auf

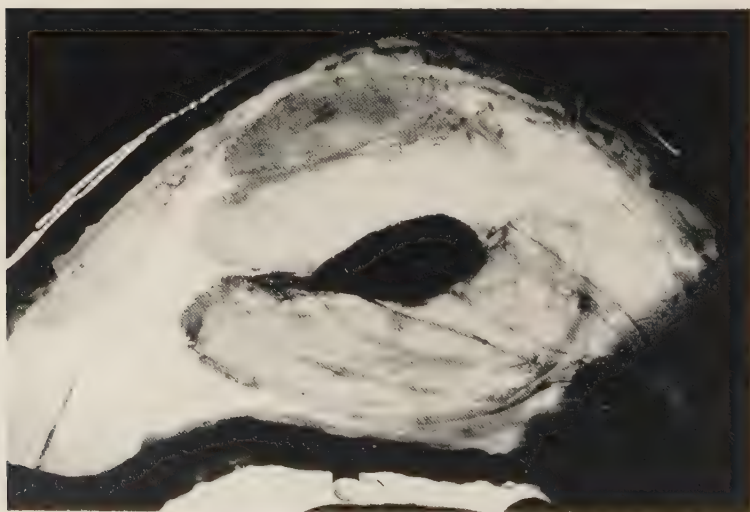


Abb.7. Imitation eines Polypen im mittleren Nasengang. Zentraler expiratorischer Stromfaden mit Ablenkung durch das Strömungshindernis in Richtung Nasenboden

turbulente Strömung über. Auch in der Inspirationsphase gelingt es nur bei ganz langsamen Stromgeschwindigkeiten ($0,3-0,5$ l/min H_2O) eine stabile laminare Strömung zu erzeugen.

Entfernt man beide Nasenmuscheln, so gelingt es praktisch nicht mehr, laminare Stromfäden im Modellversuch zu erzeugen. Die inspiratorisch sowieso schon unruhigen Stromfäden lösen sich innerhalb der Nasenhöhle völlig diffus auf. Expiratorisch färbt sich ebenfalls das gesamte Nasenmodell diffus mit Farbstoff an, ein Zeichen für die starke Durchmischung der Strömung innerhalb eines Hohlraumes.

Nasenrachen. Die experimentelle Imitation einer Rachenmandelhyperplasie erzeugt expiratorisch mehr Besonderheiten als inspiratorisch. Der zentrale Stromfaden läuft bei der Expiration flacher in die Nase ein, da die Strömung durch die Rachenmandel deutlich nach caudal abgelenkt wird. Besonders auffällig ist, daß der laterale Stromfaden nur sehr ungenügend den Tubenwinkel erreicht. Der Hauptanteil der Strömung geht mehr durch die unteren Abschnitte als durch die oberen Abschnitte des Nasenmodells.

Beobachtungen und Diskussion

Die Untersuchungen im Nasenmodell in stationärer Strömung bei bekannter Volumengeschwindigkeit Q lassen sich wie folgt analysieren:

Der Verlauf des zentralen Stromfadens bei In- und Expiration in Höhe des mittleren Nasenganges bestätigt die Beobachtung von [2, 4, 5, 7, 9, 12, 8], daß die zentralen Anteile der Strömung, und damit ein wesentlicher Teil, bogenförmig durch das Nasenmodell fließen.

Dagegen ist die Ansicht dieser Autoren, daß die gesamte Nasenströmung einen parabolischen Verlauf durch die Nase hat, nicht haltbar. Jeder Stromfaden nimmt seinen charakteristischen Weg durch das Nasenmodell, welcher jederzeit reproduzierbar ist.

Inspiratorisch werden die Stromfäden im Vestibulum durcheinander gewirbelt. Dieses scheint eine Hauptaufgabe des Vestibulums zu sein, hier eine Mischung der angesaugten Luft durchzuführen. An den vorderen Muschelköpfen lassen sich keine konstanten Wirbel nachweisen, wie sie TONNDORF [12] beschrieben hat. Eine große kreisförmige Umwälzung der expiratorischen Strömung, von FRANKE [5] und PROETZ [9] beschrieben, war nicht zu reproduzieren. Unter physiologischen Bedingungen besteht lediglich in der Tubennische ein konstanter Wirbel, welcher vom lateralen Stromfaden der Expiration gebildet wird. Eine kreisförmige Umwälzung der Strömung ist aerodynamisch sehr unwahrscheinlich, daß dieses Phänomen nur durch eine erhebliche Verengung der Nasenhöhle erklärbar wäre. Ein solcher Hindernis würde aber die Strömungen in einer Vielzahl von Wirbel auflösen und einen erheblichen Anstieg des Differenzdruckes hervorrufen.

PROETZ [9] hat aufgrund von Modellversuchen und klinischen Experimenten behauptet, daß der Inspirationsstrom höher verlaufen soll als der Expirationsstrom. Seine Theorie stützt sich im wesentlichen auf

Versuche, die er mit Lackmuspapier und Einatmung von alkalihaltigen Dämpfen ausgeführt hat. Bei Nachprüfung seiner Experimente konnte eine Differenz des Inspirations- und Expirationsstromes in der Nasenhöhle nicht nachgewiesen werden. Läßt man ein Nasenmodell Salmiakdämpfe ansaugen, so färbt sich das in dem Modell verteilte Reagenspapier gleichmäßig an allen Punkten sofort an und dieses schon bei Durchflußgeschwindigkeiten von 6 l/min Luft. Bei größeren Geschwindigkeiten, die in den physiologischen Atmungsbereich gehören, gilt das um so mehr.

Das die Entfernung einer oder beider Muscheln auf die Strömung einen ungünstigen Einfluß hat, in dem hier eine ungeordnete Strömung entsteht, ist aus den Untersuchungen von TONNDORF [12] bekannt und konnte von uns bestätigt werden.

Da eine enge Nase mit kleinen hydraulischen Durchmessern der Querschnitte die Strömungen im Experiment deutlich geordneter erscheinen läßt, könnte eine Verschmälerungsoperation bei atrophischer Rhinitis aerodynamisch einen günstigen Einfluß haben. Es ist aber nicht wahrscheinlich, daß durch die Nasenmuscheln der Luftstrom bei der Inspiration parallelisiert wird, d. h., daß hinter der Nase eine laminare Strömung herrscht. Die Strömung wird zwar so geordnet, daß die Luft der beiden Nasenhälften im wesentlichen unvermischt den Rachen passiert, wie aus den experimentellen Untersuchungen von BIRNMEYER [1] und WOTZILKA u. SCHRAMEK [13] hervorgeht. Eine Vermischung beider inspiratorischer Luftströme geschieht nach VAN DISHOECK in Höhe der Zungenwurzel. Es ist deshalb durchaus denkbar, das zwei turbulente Ströme nebeneinander den Rachen durchfließen. Nach INGELSTEDT u. TOREMALM [6] herrscht in den oberen Luftwegen bis herab in die großen Bronchien turbulente Strömung. Nach Ansicht dieser Autoren ist die Grenzschicht in der Trachea wesentlich dicker als in der Nase. Deswegen ist bei der turbulenten Strömung die Nase als Organ für die Anfeuchtung und Erwärmung der Luft besonders geeignet.

Literatur

1. BIRNMEYER, G.: Der Verlauf des Inspirationsstromes im Kehlkopf. Arch. Ohr., Nas., u. Kehlk.-Heilk. **174**, 369 (1959).
2. DANZIGER, A.: Untersuchungen über die Luftbewegung in der Nase während des Atmens. Mschr. Ohrenheilk. **30**, 331 (1896).
3. DISHOECK, H. A. E. VAN: Die Bedeutung der äußeren Nase für die respiratorische Luftströmung. Acta oto-laryng. (Stockh.) **24**, 494 (1936).
4. — The course of the inspired air and the possibility of aspiration of mucus from one side of the nose into Acta oto-laryng (Stockh.) **27**, 414 (1939).
5. FRANKE, G.: Experimentelle Untersuchungen über Luftdruck, Luftbewegung und Luftwechsel in der Nase usw. Arch. Laryng. Rhin. (Berl.) **1**, 230 (1894).
6. INGELSTEDT, S., and N. G. TORMALM: Aerodynamic within the larynx and trachea. Acta oto-laryng. (Stockh.) Suppl. **158**, 81 (1960).

7. MINK, P.: Physiologie der oberen Luftwege. Leipzig: F. C. W. Vogel 1920.
8. PAULSEN, W.: zit. bei P. MINK, siehe dort.
9. PROETZ, A. W.: Applied physiology of the nose. St. Louis: Annals Publishing Comp. 1941.
10. STUIVER, M.: Biophysics of the sense of smell, p. 37. Inaug.-Diss., Groningen 1958.
11. TAKAHASHI, K.: Vorläufige Mitteilungen über die Erforschung des Luftstromes in der Nase des Menschen. Z. Laryng. Rhinol. (Berl.) **11**, 203 (1922).
12. TONNDORF, J.: Der Weg der Atemluft in der menschlichen Nase. Arch. Ohr., Nas., u. Kehlk.-Heilk. **146**, 41 (1939).
13. WOTZILKA, G., u. J. SCHRAMEK: Tierexperimentelle Untersuchungen über den Weg des Inspirationsstromes jeder Nasenseite in der Lunge. Mschr. Ohrenheilk. **64**, 580 (1930).
14. ZWAARDEMAKER, H.: Physiologie der Nase und ihrer Nebenhöhlen. In: Handbuch der Hals-, Nas.- u. Ohrenheilk., S. 430. Berlin: Springer 1925.

Privatdozent Dr. H. MASING
Universitäts-HNO-Klinik
8520 Erlangen, Bohnenplatz 19/20

